

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПОХОДКИ ЧЕЛОВЕКА В СРЕДЕ MATLAB/SIMULINK

И. А. Овчинников¹, П. П. Коваленко¹, Три Мин Ву²

¹Университет ИТМО, 197101, Санкт-Петербург, Россия,
E-mail: kovalenko_p.p@mail.ru

²Таллинский технологический университет, 19086, Таллин, Эстония

Представлена модель пятизвенного механизма, имитирующая в пакете MatLab/Simulink движение нижних конечностей человека. Приблизительные траектории движения вычислены аналитически, с использованием уравнений динамики и их последующим упрощением. Моделирование осуществляется с помощью MPC-контроллера.

Ключевые слова: пятизвенный механизм, моделирование походки, динамика походки, траектории движения нижних конечностей, MPC-контроллер

Введение. Походка каждого человека, несмотря на общую для большинства людей динамику, является уникальной. Моделированию походки человека и антропоморфных роботов, а также исследованиям, связанным с разработкой и производством ортезов и протезов для нижних конечностей человека, уделяется в последнее время особое внимание [1—3]. Немалый интерес представляют также вопросы применения результатов моделирования движений нижних конечностей человека для идентификации людей по походке и распознавания различных отклонений и нарушений в работе опорно-двигательного аппарата [4—5].

В большинстве работ, посвященных моделированию походки, для описания движения используются уравнения динамики Лагранжа и какое-либо ограничение. Например, в работе [6], где ограничивающим условием является движение центра масс, получены результаты, практически совпадающие с экспериментальными данными, однако траектории движения некоторых точек абсолютно неверны, а вычислительная схема очень сложна, что позволяет использовать ее только для моделирования походки без нарушений. В работах [7, 8] ограничивающее условие — минимизации энергии, а в работе [9] — наличие начальных и конечных точек траектории и упрощение уравнений динамики. В работах [9, 10] используется только аналитический метод расчета, а в работах [6—8] — контроллер MPC (Model Predictive Control). Также известны работы, в которых рассматривается влияние верхних конечностей на динамику походки [11].

В настоящей статье предлагается вариант сочетания аналитического вычисления траекторий движения нижних конечностей в одноопорной фазе и определения требуемых для такого перемещения усилий и моментов с помощью MPC-контроллера при моделировании походки человека в среде MatLab/Simulink. Под одноопорной фазой понимается фаза движения, когда человек опирается на одну ногу, а другая нога совершает шаг. При передвижении человека последовательно чередуются одноопорная и двухопорная фазы. В двухопорной фазе обе ноги опираются на поверхность, по которой осуществляется движение [10, 12, 13].

Аналитическое описание движения нижних конечностей. Для моделирования движения нижних конечностей человека необходимо знать такие его характеристики, как масса, момент инерции и длина конечностей, а также начальное и конечное положения [9, 10].

Уравнения Лагранжа для аналитического описания движения человека имеют следующий вид [9, 10]:

$$B(z)\ddot{z} + gAf_1(z) + D(z)f_2(\dot{z}) = C(z)\omega, \quad (1)$$

где

$$z = \begin{bmatrix} \varphi \\ \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \beta_1 \\ \beta_2 \end{bmatrix}, f_1(z) = \begin{bmatrix} \sin \varphi \\ \sin \alpha_1 \\ \sin \alpha_2 \\ \sin \beta_1 \\ \sin \beta_2 \end{bmatrix}, f_2(\dot{z}) = \begin{bmatrix} \dot{\varphi}^2 \\ \dot{\alpha}_1^2 \\ \dot{\alpha}_2^2 \\ \dot{\beta}_1^2 \\ \dot{\beta}_2^2 \end{bmatrix}, \omega = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ q_1 \\ q_2 \\ P_1 \\ P_2 \\ R_{2x} \\ R_{2y} \end{bmatrix}; \quad (2)$$

здесь $B(z)$ — симметричная положительно-определенная матрица, которую можно назвать матрицей кинетической энергии; A — диагональная матрица потенциальной энергии; $D(z)$ — матрица символов Кристоффеля первого рода для матрицы $B(z)$; z — обобщенная координата, характеризующая углы наклона частей тела относительно вертикальной оси: φ — угол наклона корпуса, α_1, α_2 — углы наклона условных первого и второго бедер, β_1, β_2 — углы наклона условных первой и второй голени; ω — моменты и реакции в соединениях (суставах) и опорах: u_1, u_2 — моменты в соединении голени и бедер, q_1, q_2 — моменты в соединении корпуса с первым и вторым бедром, P_1, P_2 — моменты сил, приложенных к первой и второй голени, R_{2x}, R_{2y} — горизонтальная и вертикальная составляющие силы реакции опоры, действующей на ногу [9, 10]; матрица $C(z)$ может быть представлена в следующем виде [9]:

$$C(z) = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & -L_a \cos \alpha_1 & -L_a \sin \alpha_1 \\ 0 & -1 & 0 & 1 & 0 & 0 & L_a \cos \alpha_2 & L_a \sin \alpha_2 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & -L_b \cos \beta_1 & -L_b \sin \beta_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & -1 & L_b \cos \beta_2 & L_b \sin \beta_2 \end{bmatrix}, \quad (3)$$

где L_a — длина условного бедра, L_b — длина условной голени.

Подробное решение и последовательное упрощение уравнений (1)—(3) приведено в работах [9, 10]. В результате решения определяются значения обобщенной координаты z . Полученные таким образом данные можно использовать при дальнейшем моделировании походки человека в среде MatLab/Simulink.

Моделирование движения нижних конечностей в среде MatLab/Simulink. Для моделирования движения человека в пространстве необходимо определить его текущее местоположение, проанализировать траекторию будущего перемещения и выработать необходимые сигналы для мышц, чтобы осуществить требуемые их сокращения при перемещении. При этом решаются три задачи:

- сенсорная;
- аналитическая — по определению траектории;
- вычислительная — по определению необходимых моментов для перехода из текущего состояния в требуемое.

При моделировании предполагается, что сенсорная задача уже решена [12—16]. Для определения траекторий используется рассмотренное выше описание движения тела с помощью уравнений Лагранжа. Полученные траектории движения при аналитическом решении

уравнений Лагранжа отличаются от реальных траекторий движения нижних конечностей человека.

Для приближения расчетных траекторий к реальным была разработана схема в среде MatLab/Simulink, позволяющая вычислить моменты в соединениях пятизвенной модели, имитирующих суставы, и моделирующая движение нижних конечностей человека (рис. 1). В блоке „Траектория“ вычисляется изменение углов наклона голени и бедра в процессе движения. Эти значения передаются в MPC-контроллер (вход *ref*). Блок „Модель“ содержит схему пятизвенного механизма, куда поступают значения требуемых моментов, вычисленные MPC-контроллером (*mv*). Модель возвращает в контроллер значения текущих изменений углов звеньев (*mo*).

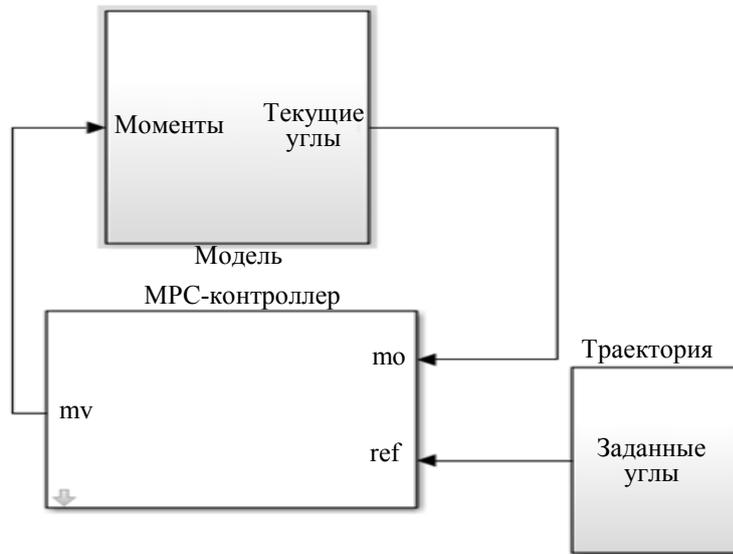


Рис. 1

Таким образом, полученная модель пятизвенного механизма имитирует походку человека в одноопорной фазе на основе его условно постоянных характеристик и данных о начальном и конечном положении. Был проведен сравнительный анализ экспериментальных данных и результатов моделирования. В качестве экспериментальных использованы данные о движении человека, записанные с помощью программы Vicon Blade.

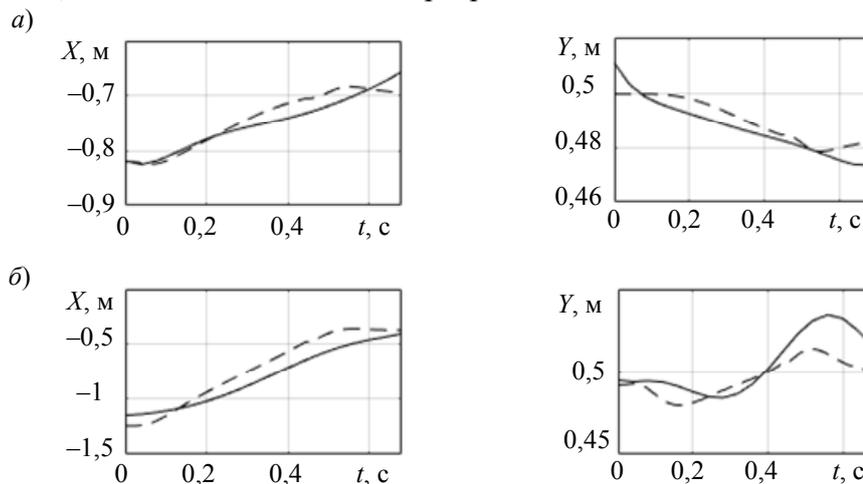


Рис. 2

На рис. 2 представлены графики временной зависимости координат колена опорной ноги (а) и колена переставляемой ноги (б) в одноопорной фазе по осям X и Y ; сплошной линией показаны результаты эксперимента, а штриховой — результаты моделирования. Некоторое несогласование начальных точек траектории движения связано со сложностью упрощения

экспериментальной модели, так как ее звенья двигаются в пространстве, а не в плоскости, а модель — только в плоскости XY .

Заключение. Анализ результатов моделирования показал, что общая динамика движения полученной модели соответствует движениям реального человека, но имеется погрешность, не превышающая 5 %. Эта неточность возникает, во-первых, из-за ошибки при определении массы тела и отдельных конечностей; во-вторых, в связи с моделированием движений человека в плоскости, а не в пространстве, и, в-третьих, вследствие упрощения модели с семизвенной до пятизвенной, не учитывающей строение и функции стоп.

Рассмотренную модель предлагается использовать в качестве исходной при решении задачи идентификации личности по походке и распознавания отклонений в работе опорно-двигательного аппарата.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Gage J., Deluca P., Renshaw T. Gait analysis: Principles and applications: Emphasis on its use in cerebral palsy // J. of Bone and Joint Surgery — Ser. A. 1995. Vol. 77, N 10. P. 1607—1623.
2. McGeer T. Dynamics and control of bipedal locomotion // J. of Theoretical Biology. 1993. Vol. 163, N 3. P. 277—314.
3. Vergallo P., Lay-Ekuakille A., Angelillo F., Gallo I., Trabacca A. Accuracy improvement in gait analysis measurements: Kinematic modeling // Conf. Record — IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference. 2015. Art. 7151587. P. 1987—1990. DOI: 10.1109/I2MTC.2015.7151587.
4. Luengas L. A., Camargo E., Sanchez G. Modeling and simulation of normal and hemiparetic gait // Frontiers of Mechanical Engineering. 2015. Vol. 10, N 3. P. 233—241. DOI: 10.1007/s11465-015-0343-0.
5. Gill T., Keller J. M., Anderson D. T., Luke R. A system for change detection and human recognition in voxel space using the microsoft kinect sensor // Applied Imagery Pattern Recognition Workshop (AIPR). 2011. P. 1—8.
6. Sun J. Dynamic Modeling of Human Gait Using a Model Predictive Control Approach. Milwaukee, USA: Marquette University, 2015.
7. Ren L., Howard D., Kenney L. Computational models to synthesize human walking // J. of Bionic Engineering. 2006. Vol. 3. P. 127—138.
8. Ren L., Jones R., Howard D. Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle // J. of Biomechanics. 2007. Vol. 40, N. 7. P. 1567—1574.
9. Формальский А. М. Перемещение антропоморфных механизмов. М.: Наука, 1982. 369 с.
10. Тертычный-Даури В. Ю. Динамика робототехнических систем: Учеб. пособие. СПб: НИУ ИТМО, 2012. 128 с.
11. Pontzer H., Holloway J. H., Raichlen D. A., Lieberman D. E. Control and function of arm swing in human walking and running // J. of Experimental Biology. 2009. Vol. 212. P. 523—534.
12. Mohammed S., Samé A., Oukhellou L., Kong K., Huo W., Amirat Y. Recognition of gait cycle phases using wearable sensors // Robotics and Autonomous Systems. 2016. Vol. 75. P. 50—59. DOI: 10.1016/j.robot.2014.10.012.
13. Pappas I. P., Popovic M. R., Keller T., Dietz V., Morari M. A reliable gait phase detection system // IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 2001. Vol. 9, N 2. P. 113—125.
14. Altun K., Barshan B., Tunçel O. Comparative study on classifying human activities with miniature inertial and magnetic sensors // Pattern Recognition. 2010. Vol. 43, N 10. P. 3605—3620.
15. Fong D.T.-P., Chan Y.-Y. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: A systematic review // Sensors. 2010. Vol. 10, N 12. P. 11556—11565.
16. Yang C.-C., Hsu Y.-L., Shih K.-S., Lu J.-M. Real-time gait cycle parameter recognition using a wearable accelerometry system // Sensors. 2011. Vol. 11, N 8. P. 7314—7326.

Сведения об авторах

Иван Андреевич Овчинников

— студент; Университет ИТМО, кафедра мехатроники;
E-mail: ovi2745@mail.ru

Павел Павлович Коваленко

— канд. техн. наук; Университет ИТМО, кафедра мехатроники;
E-mail: kovalenko_p.p@mail.ru

Три Мин Ву

— д-р наук, профессор, Таллинский технологический университет, кафедра мехатроники; E-mail: trieu.vu@ttu.ee

Рекомендована кафедрой
мехатроники Университета ИТМО

Поступила в редакцию
05.04.16 г.

Ссылка для цитирования: Овчинников И. А., Коваленко П. П., Три Мин Ву. Моделирование походки человека в среде MatLab/Simulink // Изв. вузов. Приборостроение. 2016. Т. 59, № 8. С. 690—694.

HUMAN GAIT MODELING IN MATLAB/SIMULINK

I. A. Ovchinnikov¹, P. P. Kovalenko¹, Trieu Minh Vu²

¹ITMO University, 197101, St. Petersburg, Russia
E-mail: musvm@ya.ru

²Tallinn University of Technology, 19086, Tallinn, Estonia

A model of a five-link mechanism imitating human lower limbs movements is developed with the use of MatLab/Simulink. Approximate trajectories of lower limbs aren't calculated analytically using equations of dynamics and their subsequent simplification. The simulation is performed with the use of MPC controller that calculates the required forces using analytically defined trajectories.

Keywords: five-link mechanism, gait modeling, gait dynamics, trajectories of lower limbs movements, MPC controller

Data on authors

Ivan. A. Ovchinnikov — Student; ITMO University, Department of Mechatronics;
E-mail: ovi2745@mail.ru

Pavel P. Kovalenko — PhD.; ITMO University, Department of Mechatronics;
E-mail: kovalenko_p.p@mail.ru

Trieu Minh Vu — Dr. Sci., Professor, Tallinn University of Technology, Department of Mechatronics; E-mail: trieu.vu@ttu.ee

For citation: Ovchinnikov I. A., Kovalenko P. P., Trieu Minh Vu. Human gait modeling in MatLab/Simulink // Izv. vuzov. Priborostroenie. 2016. Vol. 59, N 8. P. 690—694 (in Russian).

DOI: 10.17586/0021-3454-2016-59-8-690-694